

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-14672

(P2000-14672A)

(43)公開日 平成12年1月18日 (2000.1.18)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	マーク〇(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24		G 0 1 N 29/24	4 C 3 0 1
H 0 1 L 41/09		H 0 4 R 17/00	3 3 2 A 5 D 0 1 9
41/22		H 0 1 L 41/08	C
H 0 4 R 17/00	3 3 2	41/22	Z

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平10-184442

(22)出願日 平成10年6月30日 (1998.6.30)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 泉 守

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株

式会社東芝研究開発センター内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

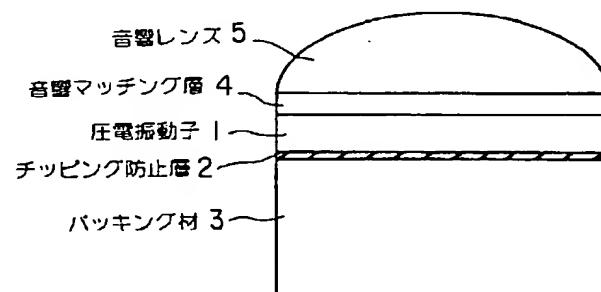
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波プローブおよびその製造方法

(57)【要約】

【課題】 圧電振動子として圧電単結晶を用い、アレイ加工時に圧電単結晶のチッピングを防止して特性劣化および信頼性低下を防止できる超音波プローブを提供する。

【解決手段】 圧電単結晶からなる圧電振動子(1)と、圧電振動子(1)の下面に形成されたゴム系パッキング材(3)と、圧電振動子(1)の上面に形成された音響マッチング層(4)とを具備した超音波プローブであって、圧電振動子(1)とゴム系パッキング材(3)との間にチッピング防止層(2)が設けられている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】圧電単結晶を用いた圧電振動子と、前記圧電振動子の下面に形成されたゴム系パッキング材と、前記圧電振動子の上面に形成された音響マッチング層と、前記圧電振動子とゴム系パッキング材との間に設けられたチッピング防止層とを具備したことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】前記チッピング防止層の音響インピーダンスを Z 、ゴム系パッキング材の音響インピーダンスを Z_B 、超音波プローブの中心周波数に対応する波長を λ とするとき、チッピング防止層の厚さ T を、

$$Z > Z_B \text{ の場合には } T \leq \lambda \times 2 \times Z_B / Z$$

$$Z < Z_B \text{ の場合には } T \leq \lambda \times 2 \times Z / Z_B$$

となるように設定することを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項3】前記圧電振動子の上下両面に1対の電極を有し、一方の前記電極は前記圧電振動子の一端から離れて形成され、他方の前記電極は前記圧電振動子の他端から離れて形成されており、前記チッピング防止層の上下両面および一側面を覆うように形成された電極をさらに有し、前記チッピング防止層上面の電極は前記圧電振動子下面の電極と実質的に同一形状に形成されてこれらは互いに接続され、前記チッピング防止層下面の電極は全面に形成されており、前記圧電振動子上面の電極とチッピング防止層下面の電極にそれぞれリード引出し用印刷配線板の導電層が接続されていることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項4】前記チッピング防止層としてリード引出し用印刷配線板の導電層を用いたことを特徴とする請求項1記載の超音波プローブ。

【請求項5】圧電単結晶を用いた圧電振動子の一方の面上に音響マッチング層を接着する工程と、前記圧電振動子側から前記音響マッチング層の一部に達するまでダイシングする工程と、前記圧電振動子の他方の面上にゴム系パッキング材を接着する工程と、前記音響マッチング層側から前記ダイシング工程で形成されたダイシングラインに達するまでダイシングする工程とを具備したことを特徴とする超音波プローブの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、圧電振動子として単結晶を使用した医用超音波診断装置の超音波プローブおよびその製造方法に関する。

【0002】

【従来の技術】医用超音波診断装置の超音波プローブは、短冊形状の振動子を多数配列したアレイ型をなし、超音波ビームを電子的に制御し、解像度の高い断層像をリアルタイムで取得することができる。一般的な超音波プローブの構造を図6に示す。図6において、圧電振動子1の両面には図示しない電極が形成されている。圧電

振動子1の下面にはパッキング材3が設けられている。圧電振動子1の上面には音響マッチング層4が形成され、圧電振動子1および音響マッチング層4はアレイ加工されている。アレイプロープの配列ピッチは、狭いもので0.2mm程度である。音響マッチング層4の上に音響レンズ5が形成されている。この音響レンズ5を通して超音波の送受信が行われる。圧電振動子1の両面に形成された電極は、フレキシブル印刷配線板(FPC)およびケーブルを介して診断装置に接続されている。

【0003】図6に示す構造を有する超音波プローブは、図7(a)および(b)に示す方法で製造される。図7(a)に示すように、一体形状の圧電振動子1の両面に図示しない電極を形成する。この圧電振動子1をパッキング材3上に接着する。医用プロープでは、パッキング材3として、ネオプレンゴムにフェライト粉末を混合したパッキング材や、クロロプレンゴムとエポキシ樹脂とを混合したパッキング材などのようにゴム系パッキング材が用いられている。また、圧電振動子1の上面に音響マッチング層4を形成する。次に、厚さ50μm程度のダイヤモンドブレードを有するダイシングソーを行い、音響マッチング層4側から、圧電振動子1を切断し、パッキング材3に深さ数百μmの溝を形成するよう一度にダイシングする。その後、音響マッチング層4上に音響レンズ5を形成して図6に示す構造を完成する。

【0004】従来、医用プロープでは、圧電振動子として電気機械結合係数k33が70%程度のチタン酸ジルコニア酸鉛(PZT)系圧電セラミック材料が使用されており、上記の製造方法によって特に問題を生じることはなかった。

【0005】これに対して近年、たとえば亜鉛ニオブ酸鉛の固溶体であるPb_{(Zn_{1/3}Nb_{2/3})0.91Ti_{0.09}O₃}圧電単結晶のように電気機械結合定数k33が90%以上と非常に効率に優れた材料が開発されている。こうした圧電単結晶を用いれば、超音波プローブの特性向上が期待できる。ところが、圧電単結晶を用いて上記の製造方法を採用し、ゴム系パッキング材にエポキシ接着剤で圧電単結晶を接着し、圧電単結晶の上に音響マッチング層を形成した後、ダイシングソーでアレイ加工すると、圧電単結晶のゴム系パッキング材に接着された面のダイシングエッジ部にチッピングが発生することがあるという問題が生じた。これは、Pb_{(Zn_{1/3}Nb_{2/3})0.91Ti_{0.09}O₃}などの圧電単結晶の機械的強度がPZT系圧電セラミックに比べて弱く、アレイ加工時の応力によりゴム系パッキング材が変形して圧電単結晶をしっかりと支持できなくなったときに、チッピングが生じると考えられる。こうした圧電単結晶のチッピングは、加工条件を調整しても抑制することが困難である。}

【0006】このように圧電単結晶をアレイ加工する際

にチッピングが発生すると、短冊形状に加工された振動子の電極面積が減少し特性劣化を招き、アレイ素子間の特性ばらつきが大きくなる。アレイ素子数は数十から数百に及ぶため、アレイ素子間の特性ばらつきは診断装置に表示される断層像の画質に影響する。また、圧電単結晶に発生したチッピングはクラックへと発展する可能性もあり、これは信頼性の低下につながる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、圧電振動子として圧電単結晶を用い、アレイ加工時に圧電単結晶のチッピングを防止して特性劣化および信頼性低下を防止できる超音波プローブおよびその製造方法を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波プローブは、圧電単結晶を用いた圧電振動子と、前記圧電振動子の下面に形成されたゴム系バッキング材と、前記圧電振動子の上面に形成された音響マッチング層と、前記圧電振動子とゴム系バッキング材との間に設けられたチッピング防止層とを具備したことを特徴とする。

【0009】本発明の超音波プローブの製造方法は、圧電単結晶を用いた圧電振動子の一方の面に音響マッチング層を接着する工程と、前記圧電振動子側から前記音響マッチング層の一部に達するまでダイシングする工程と、前記圧電振動子の他方の面にゴム系バッキング材を接着する工程と、前記音響マッチング層側から前記ダイシング工程で形成されたダイシングラインに達するまでダイシングする工程とを具備したことを特徴とする。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、本発明をさらに詳細に説明する。本発明の超音波プローブは、圧電振動子として圧電単結晶を用いたものである。圧電単結晶は特に限定されず、 $Pb((Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09})O_3$ に代表される亜鉛ニオブ酸鉛とチタン酸鉛との固溶体からなる単結晶、マグネシウムニオブ酸鉛とチタン酸鉛との固溶体からなる単結晶、ニオブ酸リチウム単結晶などが挙げられる。

【0011】本発明の超音波プローブでは、圧電振動子とゴム系バッキング材との間にチッピング防止層を設けて、アレイ加工時の圧電振動子のチッピングを防止する。本発明におけるチッピング防止層には、ゴム系バッキング材よりも硬く、応力に対して変形しにくい材料が用いられる。具体的には、セラミックやガラスなどの無機系材料、銅合金などの金属材料、エンジニアリングプラスチックたとえばポリカーボネートなどの硬質樹脂材料、およびこれらの複合材料たとえばアルミナ粉末を分散させたエポキシ樹脂などを好適に用いることができる。これらの材料のうち快削性セラミックやPZT系セラミックなどのセラミック材料は、ダイヤモンドブレードによる加工が容易なので特に好ましい。また、チッピ

ング防止層としてリード引出し用のフレキシブル印刷配線板(FPC)の導電層を利用してもよい。

【0012】チッピング防止層が薄すぎると、チッピングを防止する効果が得られない。一方、チッピング防止層が厚すぎると、チッピング防止層とバッキング材との音響インピーダンスの差に基づいてプローブ特性が変化する。特に、圧電単結晶とバッキング材との間にチッピング防止層としてセラミックのようにバッキング材と比べて音響インピーダンスの大きい材料が挿入された場合にはプローブ特性への影響が生じやすい。このため、チッピング防止層は適当な厚さを有することが好ましい。

【0013】ここで、従来の方法で超音波プローブを製造する場合、圧電単結晶はバッキング材上にエポキシ系接着剤で接着されているので、両者の間に約3μm以下の接着層が存在する。しかし、上述したようにこの状態でアレイ加工すると、圧電単結晶にチッピングが発生し、アレイ素子間の特性ばらつきは6dB以上になる。

【0014】上記のエポキシ接着剤の厚さを考慮に入れ、PZT系セラミックスで厚さ5μmのチッピング防止層を形成してアレイ加工したところ、チッピングの発生を防止できた。ただし、アレイ素子間の特性ばらつきは2dB程度であった。また、現実的に5μm程度のチッピング防止層を均一な厚みで形成することは困難である。そこで、PZT系セラミックスで厚さ10μmのチッピング防止層を形成したところ、チッピングの発生がなく、しかもアレイ素子間の特性ばらつきは1dB以下であった。以上のことから、チッピング防止層の厚さは5μm以上、さらに10μm以上であることが好ましい。

【0015】一方、チッピング防止層の厚さの上限値Tは、チッピング防止層の音響インピーダンスをZ、ゴム系バッキング材の音響インピーダンスをZ_B、超音波プローブの中心周波数に対応する波長をλとするとき、
 $Z > Z_B$ の場合には $T \leq \lambda \times 2 \times Z_B / Z$
 $Z < Z_B$ の場合には $T \leq \lambda \times 2 \times Z / Z_B$
 という条件を満たすように設定することが好ましい。チッピング防止層の厚さが上記の式から得られる上限値Tより薄ければ、チッピング防止層とバッキング材との音響インピーダンスの差に基づくプローブ特性の変化を防止でき、感度低下を抑制できる。

【0016】また、超音波プローブでは、圧電振動子の上下両面に形成された1対の電極を片側から引き出すために2層のFPCの導電層と半田付けする。この場合、FPCの導電層が接続された領域は他の領域と比べて半田や導電層の影響で特性が若干劣化するため、音場の対称性を乱す原因となる。従来の圧電セラミックスを用いた場合、電極構造を変更することにより、この問題を解消している。たとえば、圧電振動子の上面の電極は全面に形成するが、下面の電極は中央電極と2つの端部電極に分離し、上面の電極と中央電極との間に電界を印加し

て圧電振動子の中央部のみを分極する。この結果、中央部のみが振動子として機能し、両端部は振動子として機能しないので、音場の対称性を確保できる。その後、圧電振動子の電極を片側から引き出すために、下面側ではFPCの導電層を、端部電極および中央電極の端部側の微小領域と半田付けして強度を持たせている。

【0017】ところが、圧電単結晶はキュリ一点が180°C程度と低いため、半田付けやアレイ加工の熱で分極劣化を生じやすい。このため、圧電単結晶はアレイ加工後に再分極する必要がある。しかし、上記のように圧電振動子の下面の電極を中央電極と2つの端部電極に分離しても、上面の全面に電極を形成していると、この再分極の際にFPCの導電層を半田付けした端部電極と上面電極との間にも電界が印加され、振動子端部も分極されて振動子として機能するようになる。この結果、半田や導電層の影響により音場の対称性が乱されるようになる。

【0018】本発明においては、圧電振動子の両端部には電界が印加されることがないように電極構造を改良し、音場の対称性を確保することが好ましい。具体的には、圧電振動子の上下両面に形成される1対の電極について、一方の電極は圧電振動子の一端から離して形成し、他方の電極は圧電振動子の他端から離して形成する。また、チッピング防止層の上下両面および一側面を覆うような電極を形成し、チッピング防止層上面の電極は圧電振動子下面の電極と実質的に同一形状に形成してこれらを互いに接続し、チッピング防止層下面の電極は全面に形成する。そして、圧電振動子上面の電極とチッピング防止層下面の電極にそれぞれリード引出し用印刷配線板の導電層を接続する。このような電極構造では、圧電振動子の両端部では上面または下面のいずれか一方に電極が存在しないので、両端部が分極されることはない、音場の対称性が乱されることもない。

【0019】さらに、上述したようにチッピング防止層としてFPCの導電層を利用する場合に、半田を用いずに、接着剤を加圧しながら圧電振動子の電極とFPCの導電層とを密着させて導通をとるようすれば、音場の対称性を確保することができる。しかも、半田付け時の局所的な加熱による残留応力の発生、さらには残留応力による圧電単結晶へのクラック発生も防止でき、超音波プローブの歩留りを向上できる。

【0020】次に、本発明の超音波プローブの製造方法は、チッピング防止層を設けることなく、アレイ加工時に圧電単結晶のチッピングを防止しようとするものである。この方法では、圧電単結晶からなる圧電振動子の一方の面に音響マッチング層を接着した後、圧電振動子側から音響マッチング層の一部に達するまでダイシングを行う。このダイシング工程では、圧電単結晶の下部が音響マッチング層で支持されているので、圧電単結晶のチッピングを防止できる。その後、圧電振動子の他方の面

にゴム系パッキング材を接着した後、音響マッチング層側から前記ダイシング工程で形成されたダイシングラインに達するまでダイシングする。このような方法により、圧電単結晶のチッピングを防止できる。

【0021】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面を参照して説明する。

実施例1

図1に本実施例の超音波プローブの基本的な構成を断面図で示す。圧電振動子1はPb_{0.91}Ti_{0.09}O₃単結晶からなっており、所定方位に切り出され、所定形状に加工されている。この圧電振動子1の上下両面には図示しないFPCの導電層が接続される。圧電振動子1の下面にはチッピング防止層2が接着されている。チッピング防止層2の下面はゴム系パッキング材3上に接着されている。圧電振動子1の上面には音響マッチング層4を形成されている。この状態でダイシングソーにセットし、所定のピッチで音響マッチング層4、圧電振動子1およびチッピング防止層2を切断して紙面と平行な方向に延びる溝（この図では図示されない）を形成してアレイ加工する。この際、圧電振動子1とゴム系パッキング材3との間にチッピング防止層2が形成されているため、圧電振動子1はチッピングなしに加工できる。その後、切断溝にシリコーン樹脂を充填し、音響マッチング層4上に音響レンズ5を接着する。

【0022】チッピング防止層2として、厚さ50μmの快削性セラミックもしくはPZT系セラミック、厚さ75μmのルミマット（樹脂シート）、厚さ100μmのポリカーボネート、厚さ50μmの銅合金、または厚さ30μmのアルミナ粉末をエポキシ樹脂に分散させた複合材料を用いたが、いずれの場合もチッピングなしに圧電単結晶からなる圧電振動子1をアレイ加工できた。

【0023】ここで、チッピング防止層の厚さTは、チッピング防止層の音響インピーダンスをZ、ゴム系パッキング材の音響インピーダンスをZ_B、超音波プローブの中心周波数に対応する波長をλとして、

$$Z > Z_B \text{ の場合には } T \leq \lambda \times 2 \times Z_B / Z$$

$$Z < Z_B \text{ の場合には } T \leq \lambda \times 2 \times Z / Z_B$$

の条件を満たすように設定されている。これは、チッピング防止層2とパッキング材3との音響インピーダンスの差によるプローブ特性への影響を避けるためである。チッピング防止層の厚さが上記の条件を満たしていれば、感度の低下は1dB以下と無視できる程度である。

【0024】具体的に、チッピング防止層2の厚さの上限値を計算した結果を以下に示す。ここで使用したゴム系パッキング材の音響インピーダンスZ_Bは、 $2 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ である。

【0025】たとえば、PZT系セラミックの音響イン

ピーダンス Z は $3.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ である。P Z T系セラミック中の音速は 4500 m/s であり、周波数 5 MHz では波長 λ は 0.9 mm である。この場合、P Z T系セラミックからなるチッピング防止層の厚さは、 0.113 mm 以下にすればよい。

【0026】また、ポリカーボネートの音響インピーダンス Z は $2.4 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ である。ポリカーボネート中の音速は 1950 m/s であり、周波数 5 MHz では波長 λ は 0.39 mm である。この場合、ポリカーボネートからなるチッピング防止層の厚さは、 0.7 mm 以下にすればよい。このようにゴム系パッキング材に近い音響インピーダンスを有するチッピング防止層を用いれば、かなり厚いチッピング防止層を形成することができ、厚みに関する制限は少ない。

【0027】図2に本実施例における超音波プローブをより詳細に示し、製造方法とともに説明する。圧電振動子1の下面および上面にそれぞれ電極6、7を形成する。電極6、7から圧電振動子1に電界を印加することにより分極する。圧電振動子1の上面の電極7の端部に接地(GND)用FPC8の導電層を半田付けする。圧電振動子1の下面の電極6の端部に信号用FPC9の導電層を半田付けする。圧電振動子1の下面に、FPC9の導電層との接続部を除いて、厚さ $100 \mu\text{m}$ のポリカーボネートからなるチッピング防止層2をエポキシ接着剤で接着する。FPC9の導電層とチッピング防止層2との厚みの差をなくすために、FPC9の導電層の接続部下部の段差にエポキシ接着剤10を埋める。圧電振動子1の上面に、アルミナ粉末をエポキシ樹脂に分散させた複合材料からなる所定厚さの第1音響マッチング層4を形成し、さらにその上にルミマット(樹脂シート)からなる所定厚さの第2音響マッチング層4'を接着する。チッピング防止層2の下面をゴム系パッキング材3上にエポキシ樹脂で接着する。

【0028】次に、FPC8、9をパッキング材の側面に沿うように下方に折り曲げる。この状態でダイシングソーにセットし、所定のピッチで第2音響マッチング層4'、第1音響マッチング層4、圧電振動子1およびチッピング防止層2を切断してアレイ加工する。圧電振動子1はチッピングなしに加工できる。圧電単結晶1はアレイ加工後に分極劣化を生じるため、FPC8、9の導電層から直流電圧を印加して再分極を行う。その後、切断溝にシリコーン樹脂を充填し、第2音響マッチング層4'上に音響レンズ5を接着する。さらに、FPCの端部にケーブルを接続し、ケースに収納して超音波プローブを製造する。

【0029】このようにして製造された超音波プローブでは、アレイ素子間の特性ばらつきは 1 dB 以下と良好である。

実施例2

図2に示した構造を有する超音波プローブでは、FPC

の導電層が半田付けされた端部の領域で特性が若干劣化することがあり、音場の対称性を乱す原因となりうる。図3にこの問題を解決することができる超音波プローブの構造を示す。

【0030】図3において、圧電振動子1の下面および上面にそれぞれ電極6、7を形成する。下面の電極6は、FPCの導電層が接続される側と反対側の端部から離して形成し、この端部を除く全面に形成する。上面の電極7は、FPCの導電層が接続される側の端部から離して形成し、この端部を除く全面に形成する。電極6、7から圧電振動子1に電界を印加することにより分極する。このとき、圧電振動子1の両端部では下面または上面の電極が存在しないので、これらの両端部は分極されない。

【0031】一方、厚さ $50 \mu\text{m}$ のアルミナからなるチッピング防止層2を用意し、その上下両面および一側面を覆うように電極11を形成する。上面の電極は圧電振動子1下面の電極6と実質的に同一形状になるように、すなわちFPCの導電層が接続される側の端部から離して形成し、この端部を除く全面に形成する。下面の電極は全面に形成する。

【0032】圧電振動子1の下面の電極6とチッピング防止層2の上面の電極とをエポキシ接着剤で接着する。この際、接着剤を加圧しながら硬化することにより、両電極を導通させる。また、端部における圧電振動子1の下面とチッピング防止層2の上面との間に生じる、これらの電極の厚みに相当する間隙を埋めるために、エポキシ接着剤10を充填する。

【0033】圧電振動子1の上面の電極7の端部にGND用FPC8の導電層を半田付けする。チッピング防止層2の下面の電極の端部に信号用FPC9の導電層を半田付けする。圧電振動子1の上面に第1音響マッチング層4および第2音響マッチング層4'を形成し、チッピング防止層2の下面をゴム系パッキング材3上にエポキシ樹脂で接着する。

【0034】次に、FPC8、9をパッキング材の側面に沿うように下方に折り曲げる。この状態でダイシングソーにセットし、所定のピッチで第2音響マッチング層4'、第1音響マッチング層4、圧電振動子1およびチッピング防止層2を切断してアレイ加工する。圧電振動子1はチッピングなしに加工できる。アレイ加工後に再分極を行う。この再分極では、圧電振動子1の上下両面の電極6、7が対向している中央部のみが分極され、両端部は未分極の状態に維持できる。この際、FPCが接続される端部においては、圧電振動子1、エポキシ接着剤10およびチッピング防止層2の積層体を挟んで上下から電圧が印加される。しかし、圧電振動子1の誘電率に比べてアルミナからなるチッピング防止層2の誘電率は非常に小さいため、電圧の大部分がチッピング防止層2に印加され、圧電振動子1には分極させるのに十分な

電圧が印加されないので分極されない。その後、切断溝にシリコーン樹脂を充填し、第2音響マッチング層4'上に音響レンズ5を接着する。さらに、FPCの端部にケーブルを接続し、ケースに収納して超音波プローブを製造する。

【0035】このようにして製造された超音波プローブでは、アレイ素子間の特性ばらつきは1dB以下と小さく、各振動子の音場は対称性を有している。

実施例3

図4に本実施例の超音波プローブの構造を示す。単結晶振動子1の上下両面の全面に電極6、7を形成する。一方、圧電振動子の面積にはほぼ等しい面積となるように、厚さ約 $20\mu m$ の銅板からなる導電層をむき出しにしたGND用FPC8および信号用FPC9を用意する。圧電振動子1の上面の電極7の端部にGND用FPC8の導電層をエポキシ接着剤で接着する。チッピング防止層2の下面の電極の端部に信号用FPC9の導電層をエポキシ接着剤で接着する。この際、接着剤を加圧しながら硬化することにより、電極どうしを導通させる。

【0036】次に、圧電振動子1の上面に接着されたGND用FPC8の導電層上に第1音響マッチング層4および第2音響マッチング層4'を形成し、圧電振動子1の下面に接着された信号用FPC9の導電層の下面をゴム系パッキング材3上にエポキシ樹脂で接着する。この状態でダイシングソーにセットし、所定のピッチで第2音響マッチング層4'、第1音響マッチング層4、圧電振動子1を切断してアレイ加工する。この際、圧電振動子1の下面に接着されたFPC9の導電層(銅板)がチッピング防止層として機能するため、圧電振動子1はチッピングなしに加工できる。その後、実施例1および2と同様な工程を経て超音波プローブを製造する。

【0037】図4の超音波プローブでは、圧電振動子1の上下両面は全面にわたって同じ構成になっているため、音場の乱れは生じない。また、FPCの導電層が接着により接続され、半田付けを行っていないので、局所的な加熱による残留応力の発生がなく、歩留りを改善できる。このようにして製造された超音波プローブでは、アレイ素子間の特性ばらつきは1dB以下と小さい。

【0038】実施例4

本実施例では、チッピング防止層を設けずに単結晶振動子をアレイ加工する方法を説明する。

【0039】図5(a)に示すように、単結晶振動子1の両面に電極(図示せず)を形成し、これらの電極にFPC(図示せず)の導電層を接続した後、単結晶振動子1上に所定厚さ以上の第1音響マッチング層4を形成した。第1音響マッチング層4としては、アルミニナ粉末をエポキシ接着剤に分散させた複合材料を用いた。

【0040】図5(b)に示すように、この構造物を第1音響マッチング層4を下にしてダイシングソーにセッ

トしてダイシングし、単結晶振動子1側から第1音響マッチング層4をわずかに切り込むまでアレイ加工した。このとき、単結晶振動子1の下部が第1音響マッチング層4で支えられているため、チッピングなしに単結晶振動子1を加工できた。

【0041】図5(c)に示すように、切断溝にシリコーン樹脂(図示せず)を充填し、アレイ加工された単結晶振動子1をゴム系パッキング材3上に接着した。次に、第1音響マッチング層4を所定の厚さに研磨し、その上に第2音響マッチング層(図示せず)を接着した。次いで、パッキング材3を下側にしてダイシングソーにセットして図5(b)のダイシングによって形成されたダイシングラインまでダイシングし、第1音響マッチング層4の切り残し分までアレイ加工した。この際、単結晶振動子1はダイシングされないので、チッピングが生じることもない。その後、図示しない音響レンズを形成し、超音波プローブを製造した。このようにして製造された超音波プローブにおいて、アレイ素子間の特性ばらつきは1dB以下である。

【0042】

【発明の効果】以上詳述したように本発明によれば、圧電振動子として圧電単結晶を用い、アレイ加工時に圧電単結晶のチッピングを防止して特性劣化および信頼性低下を防止できる超音波プローブを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例1における超音波プローブの断面図。

【図2】図1の超音波プローブをより詳細に示す断面図。

【図3】本発明の実施例2における超音波プローブの断面図。

【図4】本発明の実施例3における超音波プローブの断面図。

【図5】本発明の実施例4における超音波プローブの製造方法を示す斜視図。

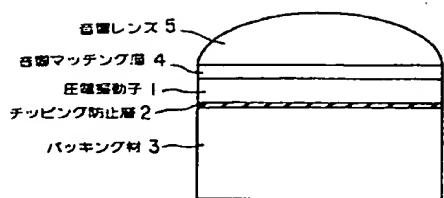
【図6】従来の超音波プローブの斜視図。

【図7】従来の超音波プローブの製造方法を示す斜視図。

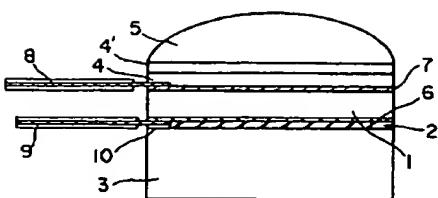
【符号の説明】

- 1…圧電振動子
- 2…チッピング防止層
- 3…ゴム系パッキング材
- 4、4'…音響マッチング層
- 5…音響レンズ
- 6、7…電極
- 8、9…FPC
- 10…エポキシ接着剤
- 11…電極

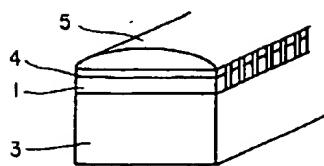
【図1】



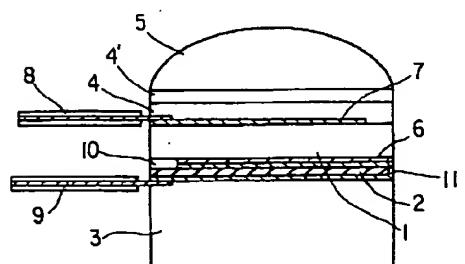
【図2】



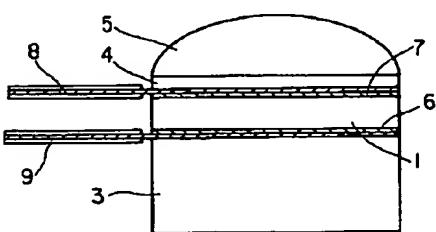
【図6】



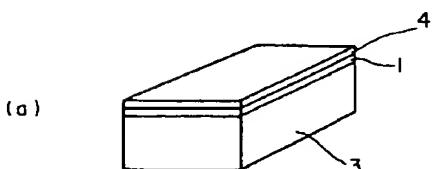
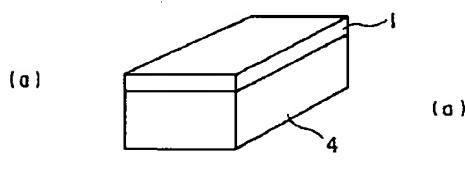
【図3】



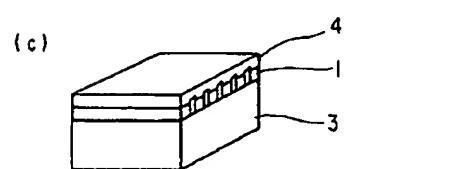
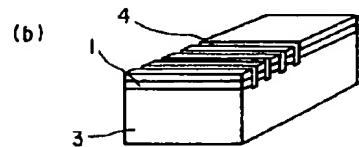
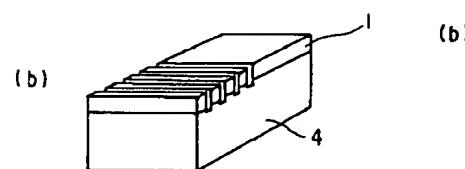
【図4】



【図5】



【図7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 BC13 EA00 EA11 GB00
GB02 GB17 GB21 GB23 GB25
GB28 GB29 GB32 GB33 GB35
GB36 GB38
4C301 EE12 EE20 GB04 GB18 GB19
GB20 GB22 GB24 GB27 GB33
GB34 GB36 GB37 GB38 GB40
5D019 AA22 BB03 BB12 FF04 GG01
HH01

Patent/ public disclosure document

2000014672

[Abstract(made by the applicant)] [Claims] [Detail Description] [Drawing Description]

PATOLIS will not assume the accuracy or the reliability of the translation provided automatically by computer and will not be responsible for any errors, omissions or ambiguities in the translations and any damages caused by the use of the translation.

(57)

[ABSTRACT]

[PROBLEM TO BE SOLVED]

Piezoelectric single crystal is used as piezoelectric oscillator, the ultrasound probe which chipping of piezoelectric single crystal is prevented in array processing, and can prevent character degradation and dependability fall is provided.

[SOLUTION]

(Fail: -1003:::: This sentence failed in the translation.)

[WHAT IS CLAIMED IS:]

[Claim 1]

Ultrasound probe; wherein; Piezoelectric oscillator with the use of piezoelectric single crystal, The rubber system backing material which is formed by underside of said piezoelectric oscillator, The sound matching layer formed by top of said piezoelectric oscillator, The class of prevention of chipping installed in between said piezoelectric oscillator and rubber system backing material was comprised.

[Claim 2]

Ultrasound probe; according to claim 1 wherein; When Z_B , wave length corresponding to center frequency of ultrasound probe are done with lambda in Z, acoustic impedance of rubber system backing material in prevention of said chipping tabular acoustic impedance, caliper T of chipping prevention bed is set for the purpose of it being in $*2^* T \square \dots \lambda Z/Z_B$ in the event of $*2^* T \square \dots \lambda Z_B/Z$
 $<Z_B$ in the event of $Z > Z_B$.

[Claim 3]

Ultrasound probe; according to claim 1 wherein; One pair of electrode is provided on top and bottom both sides of said piezoelectric oscillator, one said electrode leaves one end of above piezoelectric oscillator, and is formed, the other above electrode leaves another end of above piezoelectric oscillator, and is formed , even more particularly, the electrode which top and bottom both sides of above chipping prevention bed and unilateral face seem to be covered, and is formed is comprised, electrode of above chipping prevention bed top is formed for electrode and parenchyma of above piezoelectric oscillator underside by same shape, and these are connected each other, electrode of above chipping prevention bed underside is formed by the entire surface, each lead is drawn, and an electrically conductive layer of a printed wiring board for is connected to electrode of electrode and chipping prevention bed underside of above piezoelectric oscillator top.

[Claim 4]

Ultrasound probe; according to claim 1 wherein; An electrically conductive layer of a printed wiring board for lead drawers was used as the prevention of said chipping layer.

[Claim 5]

Production method of ultrasound probe; wherein; The operation which bonds sound matching bed to one face of piezoelectric oscillator with the use of piezoelectric single crystal, Till said sound matching tabular part is reached from said piezoelectric oscillator side, the operation which does a die thing, The operation which bonds rubber system backing material to the other face of said piezoelectric oscillator, Till a dicing line formed in said die thing operation by said sound matching layer side is reached, the operation which did a die thing was comprised.

[DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION]

[0001]

[TECHNICAL FIELD OF THE INVENTION]

The present invention relates to a method for the manufacture of piezoelectric oscillator ultrasound probe and the of medical ultrasonic diagnostic equipment using single crystal.

[0002]

[PRIOR ART]

Ultrasound probe of medical ultrasonic diagnostic equipment does the array type which arranged being tanzaku-shaped-shaped oscillator a lot, supersonic wave beam is controlled for electron, high fault image of resolution can be acquired in real time. Configuration of generic ultrasound probe is shown in FIG. 6. In FIG. 6, the electrode which is not illustrated is formed on both sides of piezoelectric oscillator 1. Underside of piezoelectric oscillator 1 comprises ha backing material 3. Sound matching layer 4 is formed in top of piezoelectric oscillator 1, is processed array into piezoelectric oscillator 1 and sound matching bed 4. Arrangement lattice parameter of array probe is around 0.2mm with a narrow thing. Acoustic lens 5 is formed on sound matching layer 4. Supersonic transmission and reception is done through this acoustic lens 5. Electrode formed on both sides of piezoelectric oscillator 1 goes through a flexible printed wiring board (F PC) and cable, and it is connected to diagnosis apparatus.

[0003]

Ultrasound probe having configuration shown in FIG. 6 is produced by FIG. 7 (a) and (b) a method. On earth, as shown in FIG. 7 (a), the electrode which is not illustrated on both sides of piezoelectric oscillator 1 of configuration is formed. This piezoelectric oscillator 1 is adhesively bonded on backing material 3. In medical probe, rubber system backing material is used like the backing material which mixed backing material and chloroprene rubber and the epoxide resin which mixed ferrite powder with neoprene rubber for backing material 3. In addition, Sound matching layer 4 is formed in top of piezoelectric oscillator 1. Next, By means of die thing saw having diamond blade of 50 caliper mu m degree , from four sound matching bed side, piezoelectric oscillator 1 is cut, bezel of several00 deep mu m seems to be formed to backing material 3, and a die thing is done at a time. Afterwards, Acoustic lens 5 is formed on sound matching layer 4, and structure shown in FIG. 6 is finished.

[0004]

In medical probe, titanic acid lead zirconate (PZT) system piezoelectric ceramic material of around 70% is employed electric machine bond coefficient k_{33} as piezoelectric oscillator conventionally, there did not need to be the thing that issue is produced by means of production method of superscription particularly.

[0005]

As against this, In late years, for example, the material that electrical services machine binding constant k_{33} was superior in efficiency in emergency more than 90% like the $Pb((Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09})O_3$ piezoelectric single crystal which is solid solution of spelter lead niobate is developed. If such a piezoelectric single crystal is used, character improvement of ultrasound probe can be expected. However, the production method is adopted by means of piezoelectric single crystal, piezoelectric single crystal is bonded to rubber system backing material in peoxy adhesire, after having formed sound matching bed on piezoelectric single crystal, when array was processed in die thing saw, the issue which chipping could occur to a die thing edge of face bonded to rubber system backing material of piezoelectric single crystal produced. When mechanical strength of piezoelectric single crystal of $Pb((Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09})O_3$ compared this with a PZT system piezoelectric ceramic, and rubber system backing material transformed by stress in array processing weakly, and piezoelectric single crystal gets impossible to be supported well, it is thought that chipping produces. It is difficulty that chipping of such a piezoelectric single crystal controls in coordination with processing condition.

[0006]

As thus described when array processes piezoelectric single crystal, when chipping occurs, electrode

acreage of oscillator machined to the letter of being tanzaku-shaped decreases, and invitation, character dispersion between array elements become massive in character degradation. The number of the array elements, from dozens of, of several hundred, it is saved, character unevenness between array elements influences image quality of fault image displayed by diagnosis apparatus. In addition, The chipping which occurred in piezoelectric single crystal may develop into crack, this is connected in fall of dependability.

[0007]

[PROBLEM TO BE SOLVED BY THE INVENTION]

It is an object of the present invention to provide the ultrasound probe which piezoelectric single crystal is used as piezoelectric oscillator, and chipping of piezoelectric single crystal is prevented in array processing, and can prevent character degradation and dependability fall and the production method.

[0008]

[MEANS TO SOLVE THE PROBLEM]

Ultrasound probe of the present invention is characterized by that chipping prevention bed installed in between sound matching bed formed by top of rubber system backing material formed by underside of piezoelectric oscillator with the use of piezoelectric single crystal and the piezoelectric oscillator and the piezoelectric oscillator and the piezoelectric oscillator and rubber system backing material was comprised.

[0009]

Till production method of ultrasound probe of the present invention reaches part of the sound matching bed from the operation which bonds sound matching bed to face of on the other hand of piezoelectric oscillator with the use of piezoelectric single crystal and the piezoelectric oscillator side, till a dicing line formed in the die thing operation by the operation which bonds rubber system backing material to the other face of operation doing a die thing and the piezoelectric oscillator and the sound matching bed side is reached, it is characterized in in having comprised operation doing a die thing.

[0010]

[MODE FOR CARRYING OUT THE INVENTION]

As follows, The present invention is explained more in detail. Ultrasound probe of the present invention is a thing with the use of piezoelectric single crystal as piezoelectric oscillator. Piezoelectric single crystal is not limited in particular, single crystal comprising of solid solution with single crystal comprising of solid solution with spelter lead niobate and lead titanate represented to $Pb((Zn_{1/3}Nb_{2/3})_{0.91}Ti_{0.09})O_3$, lead-magnesium niobate and lead titanate, lithium niobate single crystal are given.

[0011]

In ultrasound probe of the present invention, the prevention of chipping layer is made between piezoelectric oscillator and rubber system backing material, and chipping of piezoelectric oscillator in array processing is prevented. In the prevention of chipping layer in the present invention, the material which is hard to be transformed as against stress more firmly than rubber system backing material is used. For concreteness, And, inorganic system material such as ceramic or glass, metal material of copper alloy, engineering plastic rigid resin material of polycarbonate, for example, these composite material can use the epoxide resin which, for example, scattered alumina powder in optimum. As for the ceramic material of free-cutting ceramic and PZT system ceramic, particularly preferred in processing by diamond blade being easy among these material. In addition, Conductive layer of a flexible printed wiring board for lead drawers (F PC) may be used as the prevention of chipping layer.

[0012]

When the prevention of chipping layer is too dilute, effect preventing chipping is not provided. On the other hand, When the prevention of chipping layer is too thick, difference of acoustic impedance with prevention of chipping bed and backing material is based on, and probe character varies from to. In

particular, When it is compared with backing material like ceramic as the prevention of chipping layer between piezoelectric single crystal and backing material, and massive material of acoustic impedance is interposed, effect to probe character is easy to be produced. Because of this, As for the prevention of chipping layer, a thing having suitable caliper is preferable.

[0013]

In here, When ultrasound probe is produced in conventional method, there is adhesion layer of less than or equal to about 3 μm between both in piezoelectric single crystal being adhesively bonded in epoxy system adhesive on backing material. However, As mentioned earlier, chipping occurs in piezoelectric single crystal when, in this state, array is machined, it is larger than 6dB character dispersion between array elements.

[0014]

Caliper of the peoxy adhesire is taken into account, evolution of chipping was able to be prevented when chipping prevention bed of five caliper μm was formed in PZT system ceramics, and array was processed. But, The character dispersion between array elements was 2dB degree. In addition, It is distress to form the prevention of chipping layer of five μm degree with the thickness that is homogeneity practically. In there, There was not evolution of chipping when chipping prevention bed of ten caliper μm was formed in PZT system ceramics, and, besides, as for the character dispersion between array elements, 1dB was equal to or less than. From the above, As for prevention of chipping tabular caliper 5, ten μm is more older than more than μm . This situation is preferable.

[0015]

On the other hand, When ceiling value T of prevention of chipping tabular caliper does Z_B , wave length corresponding to center frequency of ultrasound probe with lambda in Z, acoustic impedance of rubber system backing material in acoustic impedance of chipping prevention bed, preferred condition in the event of $Z > Z_B$ in the event of $*2^* T \square \dots \lambda Z_B / Z \leq Z_B$ of $*2^* T \square \dots \lambda Z / Z_B$ seems to be satisfied, and setting. If prevention of chipping tabular caliper is more dilute than ceiling value T provided from the equation, alteration of probe character based on difference of acoustic impedance with chipping prevention bed and backing material can be prevented, gain fall can be controlled.

[0016]

In addition, An electrically conductive layer and soldering of two levels of F PC are done to draw one pair of electrode formed on top and bottom both sides of piezoelectric oscillator in ultrasound probe from one side. For this case, It is a cause to disturb symmetry of sound field so that the territory which an electrically conductive layer of F PC is connected to is compared with other territory, and some character deteriorates in the shadow of pewter and an electrically conductive layer. This problem is broken off by changing a case with the use of conventional piezoelectric ceramics, electrode structure. For example, Electrode of top of piezoelectric oscillator forms on the entire surface, but, electrode of underside separates from in a center electrode and two end electrode, electric field is applied between electrode and center electrodes of top, and polarization does only central part of piezoelectric oscillator. As a result, Only central part functions as oscillator, an ends can get symmetry of sound field in what do not function as oscillator. Afterwards, Minute territory and soldering of end electrode and end side of a center electrode do an electrically conductive layer of F PC in the underside side, and coke strength is given to draw electrode of piezoelectric oscillator from one side.

[0017]

However, because Curie point is low with around 180 degrees Celsius piezoelectric single crystal, polarization degradation is easy to be produced in heat of soldering and array processing. Because of this, Piezoelectric single crystal has to grind repolarization after array processing. However, Even if electrode of underside of piezoelectric oscillator is separated from in a center electrode and two end electrode as discussed above, when electrode is formed, electric field is applied to the entire surface of top between end electrode and the top electrode which did soldering in the case of this repolarization in an electrically conductive layer of F PC, is done polarization, and an oscillator end comes to function as oscillator, too. As a result, Symmetry of sound field becomes disturb by pewter and effect of an

electrically conductive layer.

[0018]

In the present invention, Electric field seems not to be applied to an ends of piezoelectric oscillator, and electrode configuration is improved, it is desirable to get symmetry of sound field. For concreteness, One electrode is kept away from one end of piezoelectric oscillator, and, about one pair of electrode formed on top and bottom both sides of piezoelectric oscillator, it is formed, the other electrode is kept away from another end of piezoelectric oscillator, and it is formed. In addition, The electrode which seems to cover prevention of chipping tabular top and bottom both sides and unilateral face is formed, it is formed, and electrode of chipping prevention bed top connects these to same shape for electrode and parenchyma of piezoelectric oscillator underside each other, electrode of chipping prevention bed underside forms on the entire surface. And, Each lead is drawn, and an electrically conductive layer of a printed wiring board for is connected to electrode of electrode and prevention of chipping layer underside of piezoelectric oscillator top. Because, in such an electrode configuration, there is not electrode in either of top or underside with an ends of piezoelectric oscillator, an ends can need to leave polarization, and there does not need to be the thing that symmetry of sound field is disturbed.

[0019]

Even more particularly, As mentioned earlier, when conductive layer of F PC is used as the prevention of chipping layer, while, without the use of pewter, pressurizing adhesive, if it makes an electrically conductive layer of electrode and F PC of piezoelectric oscillator adhere, and conduction is taken, symmetry of sound field can be found. Besides, Besides, crack initiation to piezoelectric single crystal by residual stress can prevent evolution of residual stress by topical heating in soldering, yield of ultrasound probe can be improved.

[0020]

Next, Production method of ultrasound probe of the present invention is going to prevent chipping of piezoelectric single crystal in array processing without making the prevention of chipping layer. In this approach, After having bonded the class of sound matching to one face of piezoelectric oscillator comprising of piezoelectric single crystal, till part of sound matching bed is reached from piezoelectric oscillator side, a die thing is done. Because, in this die thing operation, lower part of piezoelectric single crystal is supported at the sound matching stratum, chipping of piezoelectric single crystal can be prevented. Afterwards, After having bonded rubber system backing material to the other face of piezoelectric oscillator, till a dicing line formed in the die thing operation by sound matching layer side is reached, a die thing is done. By such a method, chipping of piezoelectric single crystal can be prevented.

[0021]

[EXAMPLE]

As follows, Embodiment of the present invention is explained when taken with the drawing. The assembling which is fundamental of ultrasound probe of the present embodiment is shown in example 1 FIG. 1 in cross section. Piezoelectric oscillator 1 consists of $\text{Pb}((\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})_{0.91}\text{Ti}_{0.09})\text{O}_3$ single crystal; is cut and brought down by predetermined azimuth, is processed into predetermined configuration. The electrode which is not illustrated is formed on top and bottom both sides of this piezoelectric oscillator 1. An electrically conductive layer of the F PC which is not illustrated respectively is connected to these electrode. Prevention of chipping layer 2 is bonded to underside of piezoelectric oscillator 1. Underside of prevention of chipping layer 2 is adhesively bonded on rubber system backing material 3. It is formed sound matching layer 4 in top of piezoelectric oscillator 1. In this state, it sets in die thing saw, sound matching bed 4, piezoelectric oscillator 1 and chipping prevention bed 2 is cut in predetermined lattice parameter, and spreading bezel (in this illustration, is not illustrated) is formed, and array is processed into the direction which is the space and parallel. In doing so, Piezoelectric oscillator 1 can be processed without chipping so that prevention of chipping layer 2 is formed between piezoelectric oscillator 1 and rubber system backing material 3. Afterwards, Silicone resin is filled with breaking bezel, acoustic lens 5 is bonded on class of sound matching 4.

[0022]

The composite material which scattered alumina powder of free-cutting ceramic of 50 caliper μm or PZT system ceramic, Lumi matte of 75 caliper μm (resin sheet), polycarbonate of 100 caliper μm, copper alloy of 50 caliper μm or 30 caliper μm in epoxide resin for class of prevention of chipping 2 was used, but, array was able to process piezoelectric oscillator 1 comprising of piezoelectric single crystal without chipping in the case of whichever.

[0023]

In here, As lambda, condition of $*2^* T \square \dots \lambda Z/Z_B$ seems to be satisfied in the event of $*2^* T \square \dots \lambda Z_B / Z \square < Z_B$ in the event of $Z > Z_B$, and, prevention of chipping tabular caliper T, it is set Z_B , wave length corresponding to center frequency of ultrasound probe in Z, acoustic impedance of rubber system backing material in acoustic impedance of chipping prevention bed. This is to avoid prevention of chipping layer 2 and effect to probe character by difference of acoustic impedance with backing material 3. If prevention of chipping tabular caliper satisfies the condition, fall of gain is lower than 1dB and the degree which can be ignored.

[0024]

It is equal to or less than, and the result which calculated ceiling value of caliper of prevention of chipping layer 2 is shown to be concrete. Acoustic impedance Z_B of the rubber system backing material which employed here is $2.2 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$.

[0025]

For example, Acoustic impedance $Z = 35 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$. Acoustic velocity in PZT system ceramic are six $\text{kg/m}^2 \text{ s}$. Acoustic velocity in PZT system ceramic is 4500m/s, and wave length lambda is 0.9mm at frequency 5MHz. For this case, If prevention of chipping tabular caliper comprising of PZT system ceramic is equal to or less than 0.113mm, and it is done, it is preferable.

[0026]

In addition, Acoustic impedance $Z = 2.4 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$. Acoustic velocity in polycarbonate is 1950m/s, and wave length lambda is 0.39mm at frequency 5MHz. For this case, If prevention of chipping tabular caliper comprising of polycarbonate is equal to or less than 0.7mm, and it is done, it is preferable. As thus described the class of prevention of chipping having the acoustic impedance which is near to rubber system backing material is used, it is become, and thick chipping prevention bed can be formed, there is a little limit about thickness.

[0027]

Ultrasound probe in the present embodiment is shown in FIG. 2 more in detail, it is explained by means of production method. Electrode six or seven are formed in underside of piezoelectric oscillator 1 and top respectively. Polarization is ground by applying electric field to piezoelectric oscillator 1 from electrode six or seven. Soldering does an electrically conductive layer of FPC 8 for earth (GND) in an end of electrode 7 of top of piezoelectric oscillator 1. Soldering does an electrically conductive layer of FPC 9 for sign in an end of electrode 6 of underside of piezoelectric oscillator 1. Chipping prevention bed 2 comprising of polycarbonate of 100 caliper μm is bonded to underside of piezoelectric oscillator 1 in peoxy adhesire except connection with an electrically conductive layer of FPC 9. Poxy adhesire 10 is buried in faulting of connection lower part of an electrically conductive layer of FPC 9 to lose an electrically conductive layer of FPC 9 and difference of thickness with prevention of chipping layer 2. In top of piezoelectric oscillator 1, the first sound matching bed 4 of predetermined caliper comprising of the composite material which scattered alumina powder in epoxy resin is formed, even more particularly, thereupon, the second four sound matching bed 1 of appointed caliper comprising of Lumi matte (resin sheet) is bonded. Underside of prevention of chipping layer 2 is adhesively bonded in epoxy resin on rubber system backing material 3.

[0028]

Next, FPC eight or nine are bent in carbuncle along flank of backing material underneath. In this state, it sets in die thing saw, the second four sound matching bed 1, the first sound matching bed 4,

piezoelectric oscillator 1 and chipping prevention bed 2 is cut in predetermined lattice parameter, and array is processed. Piezoelectric oscillator 1 can be machined without chipping. DC voltage is applied from an electrically conductive layer of F PC eight or nine, and piezoelectric single crystal 1 does repolarization to produce polarization degradation after array processing. Afterwards, Silicone resin is filled with breaking bezel, acoustic lens 5 is bonded on the second four sound matching bed 1. Even more particularly, A cable is connected to an end of F PC, it is put away in case, and ultrasound probe is produced.

[0029]

In this way, In produced ultrasound probe, character dispersion between array elements is good with less than 1dB. In ultrasound probe having configuration shown in example 2 FIG. 2, some character can deteriorate in soldering done distal territory an electrically conductive layer of F PC, symmetry of sound field is disturbed, it can be caused. Configuration of the ultrasound probe that FIG. 3 can solve this problem is shown.

[0030]

In FIG. 3, electrode six or seven are formed in underside of piezoelectric oscillator 1 and top respectively. Electrode 6 of underside is kept away from side and the contralateral end where an electrically conductive layer of F PC is connected to, and it is formed, it is formed on the entire surface aside from this end. Electrode 7 of top is separated from an end of the side which an electrically conductive layer of F PC is connected to, and it is formed, it is formed on the entire surface aside from this end. Polarization is ground by applying electric field to piezoelectric oscillator 1 from electrode six or seven. Then, As for these endses, it is not done polarization in underside or there not being electrode of top with an ends of piezoelectric oscillator 1.

[0031]

On the other hand, Prevention of chipping layer 2 comprising of alumina of 50 caliper mu m is prepared for , besides, lower both sides and unilateral face seem to be covered, and electrode 11 is formed. Electrode of top seems to become same shape for electrode 6 of one piezoelectric oscillator underside and parenchyma, it is kept away from an end of the side which in other words an electrically conductive layer of F PC is connected to, and it is formed, it is formed on the entire surface aside from this end. Electrode of underside forms on the entire surface.

[0032]

Electrode 6 of underside of piezoelectric oscillator 1 and electrode of top of prevention of chipping layer 2 are bonded in peoxy adhesire. In doing so, While pressurizing adhesive, it makes both electrode be turned on by stiffening. In addition, Peoxy adhesire 10 is filled to bury annulus corresponding to thickness of these electrode to produce between top of underside and prevention of chipping bed 2 of piezoelectric oscillator 1 in an end.

[0033]

Soldering does an electrically conductive layer of F PC 8 for GND in an end of electrode 7 of top of piezoelectric oscillator 1. Soldering does an electrically conductive layer of F PC 9 for sign in a polar end of underside of prevention of chipping layer 2. The first sound matching layer 4 and the second four sound matching bed 'are formed in top of piezoelectric oscillator 1, underside of chipping prevention bed 2 is bonded in epoxide resin on rubber system backing material 3.

[0034]

Next, F PC eight or nine are bent in carbuncle along flank of backing material underneath. In this state, it sets in die thing saw, the second four sound matching bed ', the first sound matching bed 4, piezoelectric oscillator 1 and chipping prevention bed 2 is cut in predetermined lattice parameter, and array is processed. Piezoelectric oscillator 1 can be machined without chipping. Repolarization is done after array processing. In this repolarization, only the central part that electrode six or seven of top and bottom both sides of piezoelectric oscillator 1 face leave polarization, and condition of undifferentiation pole can hold an ends. In doing so, Piezoelectric oscillator 1, peoxy adhesire 10 and laminate of prevention of chipping bed 2 are caught, and, in the end where an F PC is connected to, tension is applied by top and bottom. However, Because dielectric constant of prevention of chipping bed 2

comprising of alumina is small in emergency in comparison with dielectric constant of piezoelectric oscillator 1, bulk of tension is applied to chipping prevention bed 2, though it makes piezoelectric oscillator 1 do polarization, because enough tension is not applied, is not done polarization. Afterwards, Silicone resin is filled with breaking bezel, acoustic lens 5 is bonded on the second four sound matching bed'. Even more particularly, A cable is connected to an end of F PC, it is put away in case, and ultrasound probe is produced.

[0035]

In this way, Character dispersion between array elements has a small 1dB as follows, and, in produced ultrasound probe, sound field of each oscillator comprises symmetry. Configuration of ultrasound probe of the present embodiment is shown in example 3 FIG. 4. Electrode six or seven are formed on the entire surface of top and bottom both sides of single crystal oscillator 1. On the other hand, F PC 9 for F PC 8 for GND which bared an electrically conductive layer comprising of copper plate of about 20 caliper mu m and sign is prepared for for the purpose of becoming approximately equal acreage in acreage of piezoelectric oscillator. Conductive layer of F PC 8 for GND is bonded to an end of electrode 7 of top of piezoelectric oscillator 1 in peoxy adhesire. An electrically conductive layer of F PC 9 for sign is bonded to a polar end of underside of prevention of chipping layer 2 in peoxy adhesire. In doing so, While pressurizing adhesive, it makes electrode *shi* to be turned on by stiffening.

[0036]

Next, The first sound matching bed 4 and the second four sound matching bed 'are formed on an electrically conductive layer of F PC 8 for GND adhesively bonded by top of piezoelectric oscillator 1, underside of an electrically conductive layer of F PC 9 for sign bonded to underside of piezoelectric oscillator 1 is bonded in epoxide resin on rubber system backing material 3. In this state, it sets in die thing saw, the second four sound matching bed ', the first sound matching bed 4, piezoelectric oscillator 1 are cut in predetermined lattice parameter, and array is processed. In doing so, Piezoelectric oscillator 1 can be processed without chipping so that an electrically conductive layer of F PC 9 adhesively bonded by underside of piezoelectric oscillator 1 (copper plate) functions as chipping prevention bed. Afterwards, Ultrasound probe is produced after example 1 and a process same as 2.

[0037]

Turbulence of sound field does not produce top and bottom both sides of piezoelectric oscillator 1 extend over the entire surface in ultrasound probe of FIG. 4, and to become the same assembling. In addition, An electrically conductive layer of F PC is connected by adhesion, because soldering is not done, there is not evolution of residual stress by heating of spot, and yield can be improved. In this way, In produced ultrasound probe, character dispersion between array elements is small with less than 1dB.

[0038]

The method which array processes single crystal oscillator into without establishing the class of prevention of chipping in four embodiment embodiment is explained.

[0039]

As shown in FIG. 5 (a), electrode (not shown) is formed on both sides of single crystal oscillator 1, after having connected an electrically conductive layer of F PC (not shown) to these electrode, appointed caliper formed the first sound matching bed 4 older than on single crystal oscillator 1. The composite material which scattered alumina powder in peoxy adhesire for the first sound matching layer 4 was used.

[0040]

Sound matching layer 4 is done below, and this the first structure is set in die thing saw, and, as shown in FIG. 5 (b), a die thing is done, till it is slightly cut with the first sound matching bed 4 from one single crystal oscillator side, array was processed. Then, Single crystal oscillator 1 was able to be processed without chipping so that the first lower part of single crystal oscillator 1 was supported with sound matching layer 4.

[0041]

As shown in FIG. 5 (c), silicone resin (not shown) is filled with breaking bezel, array processed single crystal oscillator 1 was bonded on rubber system backing material 3. Next, The first sound matching

layer 4 is ground in predetermined caliper , thereupon, the second sound matching bed (not shown) was bonded. Subsequently, Backing material 3 is made bottom, and it sets in die thing saw, and a die thing is done to a dicing line formed by means of a die thing of FIG. 5 (b), a limit of the first sound matching bed 4 was had, and array was processed to minute. In doing so, Chipping does not need to produce single crystal oscillator 1 in a die thing not being considered to be. Afterwards, The acoustic lens which is not illustrated is formed, ultrasound probe was produced. In this way, In produced ultrasound probe, character dispersion between array elements is less than 1dB.

[0042]

[EFFECT OF THE INVENTION]

As discussed in detail above, according to the present invention, piezoelectric single crystal is used as piezoelectric oscillator, the ultrasound probe which chipping of piezoelectric single crystal is prevented in array processing, and can prevent character degradation and dependability fall can be provided.

[BRIEF DESCRIPTION OF DRAWINGS]

[FIG. 1]

It is cross section of ultrasound probe in example 1 of the present invention.

[FIG. 2]

It gets together in ultrasound probe of FIG. 1, and it is cross section shown in detail.

[FIG. 3]

It is cross section of ultrasound probe in example 2 of the present invention.

[FIG. 4]

It is cross section of ultrasound probe in example 3 of the present invention.

[FIG. 5]

It is a perspective diagram showing production method of ultrasound probe in embodiment 4 of the present invention.

[FIG. 6]

It is a perspective diagram of conventional ultrasound probe.

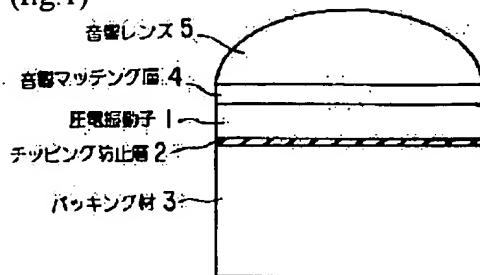
[FIG. 7]

It is a perspective diagram showing production method of conventional ultrasound probe.

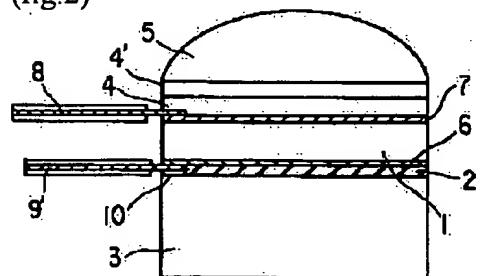
[DENOTATION OF REFERENCE NUMERALS]

One ... piezoelectric oscillator The prevention of two ... chipping layer Three ... rubber system backing material 4, four '... sound matching layer Five ... acoustic lens Six or seven ... electrode Eight or nine ... F PC Ten ... peoxy adhesire 11 ... electrode

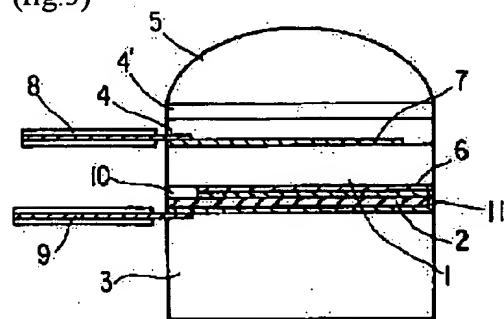
(fig.1)



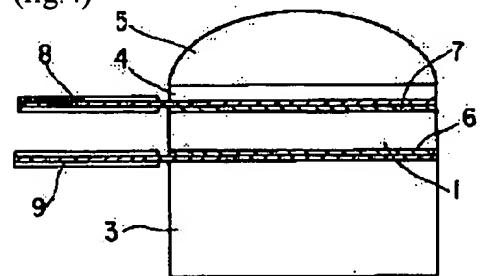
(fig.2)



(fig.3)



(fig.4)



(fig.5)

